



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑯ **Patentschrift**  
⑯ **DE 102 06 193 C 1**

⑯ Int. Cl. 7:  
**A 61 B 17/225**  
A 61 B 6/08  
A 61 B 19/00

⑯ Aktenzeichen: 102 06 193.9-35  
⑯ Anmeldetag: 14. 2. 2002  
⑯ Offenlegungstag: -  
⑯ Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 3. 7. 2003 N/V

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑯ Patentinhaber:

Siemens AG, 80333 München, DE

⑯ Erfinder:

Mitschke, Matthias, 90427 Nürnberg, DE; Ritter, Dieter, Dr., 93049 Regensburg, DE

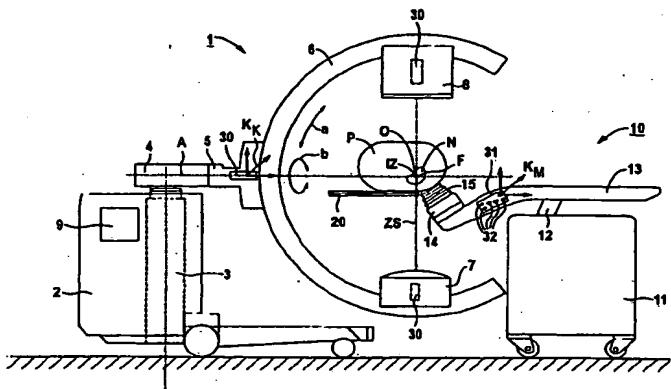
⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

DE 197 46 956 C2  
DE 41 35 177 C2  
DE 199 17 867 A1  
DE 195 15 748 A1  
DE 90 17 443 U1

HÄUSLER, G. RITTER, D.: Feature-Based Object  
Reco-  
gition and Cocalization in 3D-Space, Using a Single  
Video Image. In: Computer Vision and Image  
Understanding, 1999, Vol.73, Nr.1, Januar 1999, S.  
64-81.;

⑯ Vorrichtung und Verfahren zur Ausrichtung eines Röntgengerätes und eines Therapiegerätes relativ  
zueinander

⑯ Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Ausrichtung eines Röntgengerätes (1) und eines Therapiegerätes (2) mit einer Quelle (15) zur Erzeugung von in einem Fokus (F) zusammenlaufenden akustischen Wellen relativ zueinander. Die Vorrichtung weist eine Kamera (30) und ein optisches Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) auf. Die Kamera (30) ist an dem Röntgengerät (1) oder dem Therapiegerät (2) und das optische Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) ist an dem jeweils anderen Gerät (1, 2) in definierter Weise angeordnet, so dass durch Auswertung eines mit der Kamera (30) von dem mit dem optischen Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) versehenen Gerät (1, 2) aufgenommenen Kamerabildes, in welchem das optische Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) abgebildet ist, die Lage des Röntgengerätes (1) und des Therapiegerätes (2) relativ zueinander ermittelt und die Geräte (1, 2) relativ zueinander ausgerichtet werden können.



DE 102 06 193 C 1

DE 102 06 193 C 1

## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Ausrichtung eines einer Röntgenstrahlenquelle und eines Röntgenstrahlenempfänger umfassenden Röntgengerätes und eines Therapiegerätes mit einer Quelle zur Erzeugung von in einem Fokus zusammenlaufenden akustischen Wellen relativ zueinander.

[0002] Quellen zur Erzeugung von in einem Fokus zusammenlaufenden akustischen Wellen werden beispielsweise zur Zertrümmerung von Konkrementen im Körper eines Patienten, bei der Schmerztherapie oder der Osteorestauration eingesetzt. Um ein Konkrement im Körperinneren eines Patienten oder einen Gewebebereich eines Patienten gezielt mit akustischen Wellen beaufschlagen zu können, ist eine Ausrichtung des Therapiegerätes erforderlich. Die Ausrichtung des Fokus des Therapiegerätes erfolgt beispielsweise mittels einer Röntgenortung, so dass anhand der Röntgenbilder von dem Konkrement oder dem Gewebebereich und der bekannten Lage des Fokus relativ zu der Quelle der Fokus der Quelle gezielt auf das zu zertrümmernde Konkrement oder auf den zu behandelnden Gewebebereich des Patienten verlagert werden kann. Die Lage des Röntgengerätes und des Therapiegerätes relativ zueinander muss dabei bekannt sein oder ermittelt werden.

[0003] Aus der DE 197 46 956 C2 ist ein medizinisches System bekannt, welches ein C-Bogen-Röntgengerät und ein Therapiegerät mit einer Quelle fokussierter akustischer Wellen aufweist. Ein mit der Quelle versehener Tragarm des Therapiegerätes ist derart mit dem C-Bogen-Röntgengerät mechanisch koppelbar, dass nach der Ankopplung des Tragarms an dem C-Bogen-Röntgengerät der Fokus der Quelle akustischer Wellen stets wenigstens im Wesentlichen im Isozentrum des C-Bogens und somit im Strahlengang des Zentralstrahls eines von der Röntgenstrahlenquelle des Röntgengerätes ausgehenden Röntgenstrahlenbündels liegt. Nach der Ankopplung sind die beiden Geräte also stets definiert relativ zueinander ausgerichtet. Nachteilig an dieser Lösung ist allerdings die verhältnismäßig teure mechanische Koppelanordnung.

[0004] In der DE 90 17 443 U1 ist eine Vorrichtung zur Bestimmung der Lage und Orientierung eines C-Bogen-Röntgengerätes gegenüber einem Lithotripter beschrieben, bei der an einem der beiden Geräte mindestens drei Schallquellen und am anderen Gerät mindestens drei Schallauflnehmer angebracht sind, so dass durch Laufzeitmessungen des Schalls die Lage und Orientierung der beiden Geräte relativ zueinander ermittelt werden können.

[0005] Aus der DE 195 15 748 A1 ist ein Therapiegerät zur Behandlung eines Körperebereichs eines Patienten mit akustischen Wellen bekannt, bei dem mittels einer Workstation und mit Hilfe von 3D-Navigationssystemen anhand unabhängig von dem Therapiegerät mit einem bildgebenden Gerät gewonnener, auf einem Bildschirm der Workstation angezeigter Bilder des zu behandelnden Körperebereiches des Patienten die für die Behandlung erforderliche räumliche Zuordnung des Patienten und einer Quelle akustischer Wellen des Therapiegerätes relativ zueinander bewirkt wird.

[0006] In der DE 199 17 867 A1 sind ein Verfahren und eine Vorrichtung zur bildunterstützten Behandlung eines Patienten mit Integration von Röntgendifferenzierung und Navigation beschrieben. Mit einem Röntgengerät wird mindestens eine Aufnahme eines Behandlungsgebietes eines Patienten erstellt, in der auch eine Referenzstruktur eines kameraunterstützten Navigationssystems abgebildet ist. Die räumliche Lage der Referenzstruktur wird über das Navigationssystem ermittelt. Die Positionsdaten des Behandlungsgebietes, die aus der Röntgenaufnahme und von dem Navigationssy-

stem ermittelt wurden, werden in einer einzigen Rechnereinheit mit einer einzigen Bildschirmausgabe so verknüpft, dass Positionsdaten von Behandlungsgeräten, die bei der Behandlung von dem Navigationssystem ermittelt werden, auf dem Bildschirm in richtiger Lagezuordnung zu den Positionen auf der Röntgenaufnahme ausgegeben werden.

[0007] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung und ein Verfahren der eingangs genannten Art derart anzugeben, dass die Ausrichtung eines Röntgengerätes und eines Therapiegerätes mit einer Quelle fokussierter akustischer Wellen relativ zueinander vereinfacht ist.

[0008] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch eine Vorrichtung nach Anspruch 1 sowie durch ein Verfahren nach Anspruch 15. Erfindungsgemäß ist es vorgesehen, an einem der beiden Geräte eine Kamera und an dem anderen Gerät ein optisches Referenzobjekt derart anzugeben, dass das optische Referenzobjekt in einem mit der Kamera von dem mit dem optischen Referenzobjekt versehenen Gerät aufgenommenen Kamerabild abgebildet ist.

[0009] Durch Auswertung des Kamerabildes von dem mit dem Referenzobjekt versehenen Gerät kann die Lage und Orientierung des Röntgengerätes und des Therapiegerätes relativ zueinander ermittelt werden, so dass basierend auf den ermittelten Positionswerten der beiden Geräte die Geräte relativ zueinander ausgerichtet werden können. Die Auswertung des Kamerabildes kann beispielsweise nach einem Algorithmus erfolgen, wie er in dem Artikel von G. Häusler und D. Ritter "Feature-Based Object Recognition and Localization in 3D-Space, Using a Single Video Image", Computer Vision and Image Understanding, Vol. 73, Nr. 1, Januar 1999, Seiten 64 bis 81, beschrieben ist. Die Geräte werden in der Regel derart relativ zueinander ausgerichtet, dass die Lage des Fokus des Therapiegerätes wenigstens im wesentlichen im Strahlengang des Zentralstrahles eines von der Röntgenstrahlenquelle zu dem Röntgenstrahlenempfänger verlaufenden Röntgenstrahlenbündels liegt. Vorteilhafterweise müssen demnach für die Ausrichtung eines Röntgengerätes und eines Therapiegerätes relativ zueinander keine teure Mechanik oder eine Vielzahl von Schallquellen und Schallauflnehmern verwendet werden.

[0010] Nach einer Variante der Erfindung weist das optische Referenzobjekt eine optische Codierung, beispielsweise eine Codierung in Form eines zweidimensionalen Barcodes auf. Bei dem optischen Referenzobjekt kann es sich auch um eine mit optischen Markern versehene Markerplatte oder um eine mit optischen Markern versehene dreidimensionale Struktur handeln. Die Lage der Marker der Markerplatte sowie die Lage der Marker der dreidimensionalen Struktur relativ zueinander ist dabei in einem der Markerplatte bzw. der dreidimensionalen Struktur zugeordneten Koordinatensystem bekannt. Vorzugsweise weisen die Marker nach einer Variante der Erfindung eine ellipsenförmige Gestalt auf und sind auf einem definierten Hintergrund, d. h. einem Hintergrund mit bekannter Farbe oder mit bekanntem Muster, angeordnet. Ellipsenförmige Marker haben den Vorteil, dass diese auch unter im 3D-Raum transformierter Ansicht Ellipsen sind und unter der perspektivischen Abbildung annähernd Ellipsen bleiben.

[0011] Andere Varianten der Erfindung sehen vor, dass das optische Referenzobjekt Retroreflexionsmarker, Infrarotmarker oder Marker aufweist, welche sich in ihrer Farbe und/oder in ihrer Form voneinander unterscheiden. Alle diese Marker ermöglichen es für sich oder in verschiedenen Kombinationen, für die Ermittlung der Lage des Röntgengerätes und des Therapiegerätes relativ zueinander im Zuge eines Registrieralgorithmus eine Korrespondenz zwischen den Markern der Markerplatte oder der dreidimensionalen Struktur und deren in Kamerabildern enthaltenen Abbildern

herzustellen. Hierzu können im Übrigen an sich bekannte Verfahren zur Herstellung einer Referenz, beispielsweise das Hough-Verfahren zur automatischen Zuordnung, verwendet werden. Basierend auf der Zuordnung kann schließlich eine Koordinatentransformation zwischen dem dem optischen Referenzobjekt zugeordneten Koordinatensystem, in welchem die Koordinaten der Marker bekannt sind, und einem der Kamera zugeordneten Koordinatensystem, in dem die Koordinaten der Abbilder der Marker des optischen Referenzobjektes ermittelt wurden, berechnet werden.

[0011] Esconders bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung sehen vor, die Kamera an dem Röntgengerät und das optische Referenzobjekt an dem Therapiegerät anzurichten. Nach Varianten der Erfindung wird die Kamera an der Röntgenstrahlenquelle oder an dem Röntgenstrahlenempfänger des Röntgengerätes angeordnet. Handelt es sich bei dem Röntgengerät um ein C-Bogen-Röntgengerät, welches einen an einem Lagerteil angeordneten C-Bogen aufweist, welcher für die Röntgenortung längs seines Umfanges in dem Lagerteil verstellt werden kann, ist die Kamera vorzugsweise an dem Lagerteil angeordnet. Dies hat den Vorteil, dass sich die Kamera außerhalb einer sterilen Abdeckung befindet, welche in der Regel über den C-Bogen und demnach auch über die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgenstrahlcnempfänger gezogen wird, so dass auch bei einer sterilen Abdeckung des C-Bogens Kamerabilder hoher Qualität gewonnen werden können.

[0012] Weitere bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

[0013] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

[0014] Fig. 1 die Ausrichtung eines C-Bogen-Röntgengerätes und eines Therapiegerätes mit einer Quelle fokussierter akustischer Wellen relativ zueinander,

[0015] Fig. 2 ein dreidimensionales optisches Referenzobjekt,

[0016] Fig. 3, 4 zwei optische Referenzobjekte mit verschiedenen optischen Markern und

[0017] Fig. 5 ein optisches Referenzobjekt mit einer optischen Codierung.

[0018] Das C-Bogen-Röntgengerät 1 aus Fig. 1 weist einen Gerätewagen 2 mit einer in der Fig. 1 nur schematisch angedeuteten Hubvorrichtung 3 auf. An der Hubvorrichtung 3 ist ein Halteteil 4 angeordnet, an dem ein Lagerteil 5 zur Lagerung eines Isozentrums IZ aufweisenden C-Bogens 6 angeordnet ist. Der C-Bogen 6 trägt an seinen Enden eine Röntgenstrahlenquelle 7 und einen Röntgenstrahlenempfänger 8, welche derart einander gegenüberliegend angeordnet sind, dass der Zentralstrahl ZS eines von der Röntgenstrahlenquelle 7 ausgehenden Röntgenstrahlenbündels annähernd mittig auf den Röntgenstrahlenempfänger 8 trifft. Der C-Bogen 6 kann in an sich bekannter Weise in dem Lagerteil 5 längs seines Umfanges um seine Orbitalachse O verstellt werden (vgl. Doppelpfeil a). Der C-Bogen 6 kann außerdem zusammen mit dem Lagerteil 5 um seine Angulationsachse A geschwenkt werden (vgl. Doppelpfeil b). Mit Hilfe der Hubvorrichtung 3 ist der C-Bogen 6, der über das Lagerteil 5 und das Halteteil 4 mit der Hubvorrichtung 3 verbunden ist, relativ zu dem Gerätewagen 2 vertikal verstellbar.

[0019] Bei dem Therapiegerät, welches zusammen mit dem C-Bogen-Röntgengerät 1 ausgerichtet werden soll, handelt es sich im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels um einen Lithotripter 10. Der Lithotripter 10 weist einen Gerätewagen 11 mit einer Halterung 12 für einen Tragarm 13 auf. An dem Tragarm 13 ist eine Quelle 14 zur Erzeugung von in einem Fokus F zusammenlaufenden akustischen Wellen, wie sie beispielsweise in der

DE 41 35 177 C2 beschrieben ist, angeordnet. Der Lithotripter 10 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels dazu vorgesehen, einen nicht näher dargestellten Nierenstein in der Niere N eines auf einer Lagerungsvorrich-

5 tung 20 gelagerten Patienten P mit Stoßwellen zu zertrümmern. Hierzu muss der Lithotripter 10, insbesondere der Fokus F der Quelle 14 des Lithotripters 10, mit Hilfe von Röntgenortung auf den zu zertrümmern Nierenstein des Patienten P, wie in der Fig. 1 dargestellt, ausgerichtet werden.

10 [0020] Zur Ausrichtung weist das C-Bogen-Röntgengerät 1 eine, im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels, an dem Lagerteil 5 angeordnete Farbkamera 30 und der Lithotripter 10 eine an dem Tragarm 13 angeordnete Markerplatte 31 auf. Die Markerplatte 31 umfasst im Falle des vorliegen-

15 den Ausführungsbeispiels mehrere ellipsenförmige Marker 32, deren Lage relativ zueinander und deren Koordinaten bezüglich eines der Markerplatte 31 zugeordneten Koordinatensystems  $K_M$  bekannt sind. Die Marker 32 sind auf einem definierten Hintergrund angeordnet und unterscheiden

20 sich im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels in ihrer Farbe voneinander. Die Markerplatte 31 ist im Übrigen in definierter Weise relativ zu dem Fokus F der Quelle 14 angeordnet, d. h. die Koordinaten des Fokus F in dem Koordinatensystem  $K_M$  sind bekannt. Ebenso ist die Kamera 30,

25 welche vorzugsweise mit einem Weitwinkelobjektiv ausgestattet ist, in definierter Weise relativ zu dem Isozentrum IZ des C-Bogen-Röntgengerätes 1 angeordnet, d. h. die Koordinaten des Isozentrums IZ in einem der Kamera 30 zugeordneten Koordinatensystem  $K_K$  sind bekannt. Die Koordinaten des Isozentrums IZ in dem der Kamera 30 zugeordneten Koordinatensystem  $K_K$  sowie die Koordinaten des Fokus F in dem der Markerplatte 31 zugeordneten Koordinatensystem  $K_M$  können beispielsweise durch Ausmessen oder

mittels optischer Positionserfassungssysteme bestimmt werden.

30 [0021] Zur Ausrichtung des C-Bogen-Röntgengerätes 1 und des Lithotripters 10 relativ zueinander werden beide Geräte in eine Ausgangsstellung relativ zu dem Patienten P gebracht. Unter Zuhilfenahme von Röntgenstrahlung wird das C-Bogen-Röntgengerät 1 derart relativ zu dem Patienten P ausgerichtet, dass der zu zertrümmende Nierenstein wenigstens im Wesentlichen im Isozentrum IZ des C-Bogen-Röntgengerätes 1 liegt. Demnach verlaufen nach der Positionierung des Nierensteins im Isozentrum IZ die Orbital-

35 achse O, die Angulationsachse A sowie der Zentralstrahl ZS eines von der Röntgenstrahlenquelle 7 zu dem Röntgenstrahlenempfänger 8 verlaufenden konusförmigen Röntgenstrahlenbündels wenigstens im Wesentlichen durch den Nierenstein.

40 [0022] Zur Verlagerung des Fokus F der Quelle 14 des Lithotripters 10 auf den Nierenstein wird der Lithotripter 10 an den Patienten P herangefahren und die Quelle 14 in an sich bekannter Weise mit einem Koppelbalg 15 an den Patienten P angekoppelt. Anschließend werden mit der Kamera 30

45 wenigstens ein, in der Regel mehrere Kamerabilder von dem mit der Markerplatte 31 versehenen Lithotripter 10 aufgenommen, wobei die Markerplatte 31 in den mit der Kamera 30 aufgenommenen Kamerabildern abgebildet sein muss. Die Kamerabilder werden im Falle des vorliegenden Aus-

50 führungsbeispiels mit einem mit einem entsprechenden Programm versehenen Rechner 9 des C-Bogen-Röntgengerätes 1 ausgewertet, wobei die Kamerabilder zunächst in an sich bekannter Weise entzerrt werden. Anschließend werden die in den Kamerabildern enthaltenen Abbilder der Marker 32 der Markerplatte 31 detektiert. Hierbei ist es von Vorteil, dass die Marker 32 ellipsenförmig ausgebildet und zusätzlich voneinander verschiedenfarbig sind, so dass die Abbilder der Marker 32 gut voneinander unterschieden, deren

55 60 65

Mittelpunkte gut detektiert und deren Koordinaten in dem Koordinatensystem  $K_K$  angegeben werden können. Danach erfolgt eine Zuordnung der in den Kamerabildern enthaltenen Abbilder der Marker 32 zu den Markern 32 der Markerplatte 31. Hierzu kann beispielsweise das an sich bekannte Hough-Verfahren zur automatischen Zuordnung verwendet werden. Wie bereits erwähnt, ist es dabei von Vorteil, dass sich die Marker 32 in ihrer Farbe unterscheiden und zudem ellipsenförmig sind, da diese auch unter perspektivischen Abbildungen annähernd Ellipsen bleiben. Nach der Bildung von Markerpaaaren, aufweisend jeweils einen Marker 32 und dessen Abbild in einem Kamerabild, kann mit an sich bekannten Algorithmen anhand eines Satzes von mindestens drei bekannten Markerpaaaren die Koordinatentransformation zwischen dem der Kamera 30 zugeordneten Koordinatensystem  $K_K$  und dem der Markerplatte 31 zugeordneten Koordinatensystem  $K_M$  ermittelt werden. Da zudem aufgrund der definierten Anordnung der Markerplatte 31 an dem Tragarm 13 die Koordinaten des Fokus F der Quelle 14, welcher bezüglich der Quelle 14 fest oder zumindest definiert ist, in dem Koordinatensystem  $K_M$  bekannt sind und zudem aufgrund der definierten Anordnung der Kamera 30 am dem Lagerteil 5 des C-Bogens 6 die Koordinaten des Isozentrums IZ, dessen Lage in bezug auf den C-Bogen 6 ebenfalls fest ist, bezüglich des Koordinatensystems  $K_K$  bekannt sind, kann demnach eine Ausrichtung des C-Bogen-Röntgengerätes 1 und des Lithotripters 10 derart relativ zueinander erfolgen, dass der Fokus F auf das Isozentrum IZ, in welchem sich der Nierenstein des Patienten P befindet, verlagert werden kann. Durch die ermittelte Transformation beziehungsweise zwischen dem der Kamera 30 zugeordneten Koordinatensystem  $K_K$  und dem der Markerplatte 31 zugeordneten Koordinatensystem  $K_M$  kann dabei online von dem Rechner 9 stets die Lage des Fokus F berechnet und in ein in der Fig. 1 nicht dargestelltes, auf einer Anzeigevorrichtung anzeigbares Röntgenortungsbild eingeblendet werden. Die Verlagerung des Fokus F in das Isozentrum IZ des C-Bogens 1 kann dabei durch Verstellungen des Wagens 11, durch Verstellungen des Tragarms 13 relativ zu der Haltung 12 oder durch Feineinstellungen der Quelle 14 erreicht werden. Letzteres kann durch eine nicht näher dargestellte, aber an sich bekannte, der Quelle 14 zugeordnete Mechanik bewerkstelligt werden.

[0023] Nach der Ausrichtung des C-Bogen-Röntgengerätes 1 und des Lithotripters 10 relativ zueinander liegt der Fokus F der Quelle 14 demnach wenigstens im Wesentlichen im Isozentrum IZ des C-Bogen-Röntgengerätes 1, in dem sich auch der Nierenstein befindet.

[0024] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist die Kamera 30 an dem Lagerteil 5 angeordnet. Die Kamera 30 kann jedoch auch, wie in der Fig. 1 durch gestrichelte Linie schematisch angedeutet, an der Röntgenstrahlenquelle 7 oder an dem Röntgenstrahlenempfänger 8 angeordnet werden. Des Weiteren sind auch andere Anbringungsorte der Kamera 30, beispielsweise an dem C-Bogen 6, möglich. Darüber hinaus können auch mehrere Kameras an dem C-Bogen-Röntgengerät 1 angeordnet werden, um von der Markerplatte 31 Kamerabilder aufzunehmen.

[0025] Auch die Anordnung der Markerplatte 31 an dem Tragarm 13 des Lithotripters 10 ist nur exemplarisch zu verstehen. Die Markerplatte 31 kann also auch an einer anderen Stelle des Lithotripters 10 angeordnet werden, wobei stets die Lage des Fokus F zu der Markerplatte 31 bekannt sein oder ermittelt werden muss.

[0026] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wurde als optisches Referenzobjekt eine Markerplatte 31 verwendet. Das optische Referenzobjekt kann jedoch auch eine dreidimensionale, mit Markern 40 versehene Struktur

41 sein, wie sie in der Fig. 2 dargestellt ist. Im Unterschied zu dem vorliegenden Ausführungsbeispiel kann es sich bei den Markern auch um Retroreflexionsmarker oder um Infrarotmarker handeln. In Fig. 3 ist ein Retroreflexionsmarker 50 und Infrarotmarker 51 aufweisendes optisches Referenzobjekt 52 exemplarisch dargestellt. In Fig. 4 ist ein optisches Referenzobjekt 60 dargestellt, welches im Unterschied zu den optischen Referenzobjekten 31, 41 und 52 Marker 61 aufweist, welche sich in ihrer Form voneinander unterscheiden.

[0027] Darüber hinaus kann zur Ermittlung der Koordinatentransformation zwischen einem einer Kamera zugeordneten Koordinatensystem und einem einem optischen Referenzobjekt zugeordneten Koordinatensystem  $K_R$  ein Referenzobjekt 15, welches eine optische Codierung aufweist, verwendet werden. Ein derartiges Referenzobjekt 70 ist in Fig. 5 schematisch dargestellt. Die Koordinatentransformation wird anhand von Kamerabildern ermittelt, welche von der definierten optischen Codierung 71 aufgenommenen werden. Die Codierung 71 ist dabei im Koordinatensystem  $K_R$  bekannt.

[0028] Des Weiteren können im Unterschied zu dem vorliegenden Ausführungsbeispiel die Kamera 30 an dem Lithotripter 10 und die Markerplatte 31 an dem C-Bogen-Röntgengerät 1 in definierter Weise angeordnet sein.

[0029] Das Röntgengerät muss nicht notwendigerweise ein C-Bogen-Röntgengerät sein.

[0030] Anstelle des Rechners 9 des C-Bogen-Röntgengerätes 1 kann im Übrigen auch ein anderer Rechner zur Auswertung der Kamerabilder und zur Ermittlung der Lage des Röntgengerätes und des Therapiegerätes relativ zueinander verwendet werden.

#### Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Ausrichtung eines Röntgenstrahlenquellen (7) und eines Röntgenstrahlenempfängers (8) umfassenden Röntgengerätes (1) und eines Therapiegerätes (10) mit einer Quelle (14) zur Erzeugung von in einem Fokus (F) zusammenlaufenden akustischen Wellen relativ zueinander, aufweisend eine Kamera (30) und ein optisches Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70), wobei die Kamera (30) an dem Röntgengerät (1) oder dem Therapiegerät (10) und das optische Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) an dem jeweils anderen Gerät (1, 10) in definierter Weise angeordnet sind, so dass durch Auswertung eines mit der Kamera (30) von dem mit dem optischen Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) versehenen Gerät (1, 10) aufgenommenen Kamerabildes, in welchem das optische Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) abgebildet ist, die Lage des Röntgengerätes (1) und des Therapiegerätes (10) relativ zueinander ermittelt und die Geräte relativ zueinander ausgerichtet werden können.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der das optische Referenzobjekt (70) eine optische Codierung (71) aufweist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der das optische Referenzobjekt eine mit optischen Markern (32) versehene Markerplatte (31) ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der das optische Referenzobjekt eine dreidimensionale, mit optischen Markern (40) versehene Struktur (41) ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3 oder 4, bei der das optische Referenzobjekt (31) ellipsenförmige Marker (32) aufweist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, bei der das optische Referenzobjekt (52) Retroreflexions-

marker (50) aufweist.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 6, bei der das optische Referenzobjekt (52) Infrarotmarker (51) aufweist.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 7, bei der das optische Referenzobjekt (31) Marker (32) aufweist, welche sich in ihrer Farbe voneinander unterscheiden.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 8, bei der das optische Referenzobjekt (60) Marker (61) aufweist, welche sich in ihrer Form voneinander unterscheiden.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 9, welche einen Rechner (9) aufweist, mit welchem das in dem Kamerabild enthaltene Abbild der optischen Codierung (71) oder die in dem Kamerabild enthaltenen Abbilder der Marker (32, 40, 50, 51, 61) des optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60, 70) detektiert werden.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, bei der mit dem Rechner (9) die Abbilder der Marker (32, 40, 50, 51, 61) des optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60) in dem Kamerabild den Markern (32, 40, 50, 51, 61) des optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60) zugeordnet und Markerpaare aufweisend einen Marker (32, 40, 50, 51, 61) und dessen Abbild in dem Kamerabild gebildet werden.

12. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, bei der mit dem Rechner (9) anhand der Abbildung der optischen Codierung (71) oder anhand der Markerpaare die Koordinatentransformation zwischen einem der Kamera (30) zugeordneten Koordinatensystem ( $K_K$ ) und einem dem optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60, 70) zugeordneten Koordinatensystem ( $K_M, K_R$ ) ermittelt wird.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, bei der die Kamera (30) an der Röntgenstrahlenquelle (7) oder an dem Röntgenstrahlenempfänger (8) angeordnet ist.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, bei der das Röntgengerät ein C-Bogen-Röntgengerät (1) ist, welches ein Lagerteil (5) für den C-Bogen (6) aufweist, wobei die Kamera (30) an dem Lagerteil (5) angeordnet ist.

15. Verfahren zur Ausrichtung eines Röntgenstrahlenquellen (7) und eines Röntgenstrahlenempfängers (8) umfassenden Röntgengerätes (1) und eines Therapiegerätes (10) mit einer Quelle (14) zur Erzeugung von in einem Fokus (F) zusammenlaufenden akustischen Wellen relativ zueinander unter Verwendung einer Kamera (30) und eines optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60, 70), wobei die Kamera (30) an dem Röntgengerät (1) oder dem Therapiegerät (10) und das optische Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) an dem jeweils anderen Gerät (1, 10) in definierter Weise angeordnet sind, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Aufnahme eines Kamerabildes mit der Kamera (30) von dem mit dem optischen Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) versehenen Gerät (1, 10), in welchem das optische Referenzobjekt (31, 41, 52, 60, 70) abgebildet ist,
- Ermittlung der Lage des Röntgengerätes (1) und des Therapiegerätes (10) relativ zueinander durch die Auswertung des Kamerabildes, und
- Ausrichtung der Geräte (1, 10) relativ zueinander.

16. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem das optische Referenzobjekt (70) eine optische Codierung (71) auf-

weist.

17. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem das optische Referenzobjekt eine mit optischen Markern (32) versehene Markerplatte (31) ist.

18. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem das optische Referenzobjekt eine dreidimensionale, mit optischen Markern (40) versehene Struktur (41) ist.

19. Verfahren nach Anspruch 17 oder 18, bei dem das optische Referenzobjekt (31) ellipsenförmige Marker (32) aufweist.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 19, bei dem das optische Referenzobjekt (52) Retroreflexionsmarker (50) aufweist.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 20, bei dem das optische Referenzobjekt (52) Infrarotmarker (51) aufweist.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 21, bei dem das optische Referenzobjekt (31) Marker (32) aufweist, welche sich in ihrer Farbe voneinander unterscheiden.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 17 bis 22, bei dem das optische Referenzobjekt (60) Marker (61) aufweist, welche sich in ihrer Form voneinander unterscheiden.

24. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 23, bei dem mit einem Rechner (9) das in dem Kamerabild enthaltene Abbild der optischen Codierung (71) oder die in dem Kamerabild enthaltenen Abbilder der Marker (32, 40, 50, 51, 61) des optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60, 70) detektiert werden.

25. Verfahren nach Anspruch 24, bei dem mit dem Rechner (9) die Abbilder der Marker (32, 40, 50, 51, 61) des optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60) in dem Kamerabild den Markern (32, 40, 50, 51, 61) des optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60) zugeordnet und Markerpaare aufweisend einen Marker (32, 40, 50, 51, 61) und dessen Abbild in dem Kamerabild gebildet werden.

26. Verfahren nach Anspruch 24 oder 25, bei dem mit dem Rechner (9) anhand der Abbildung der optischen Codierung (71) oder anhand der Markerpaare die Koordinatentransformation zwischen einem der Kamera (30) zugeordneten Koordinatensystem ( $K_K$ ) und einem dem optischen Referenzobjektes (31, 41, 52, 60, 70) zugeordneten Koordinatensystem ( $K_M, K_R$ ) ermittelt wird.

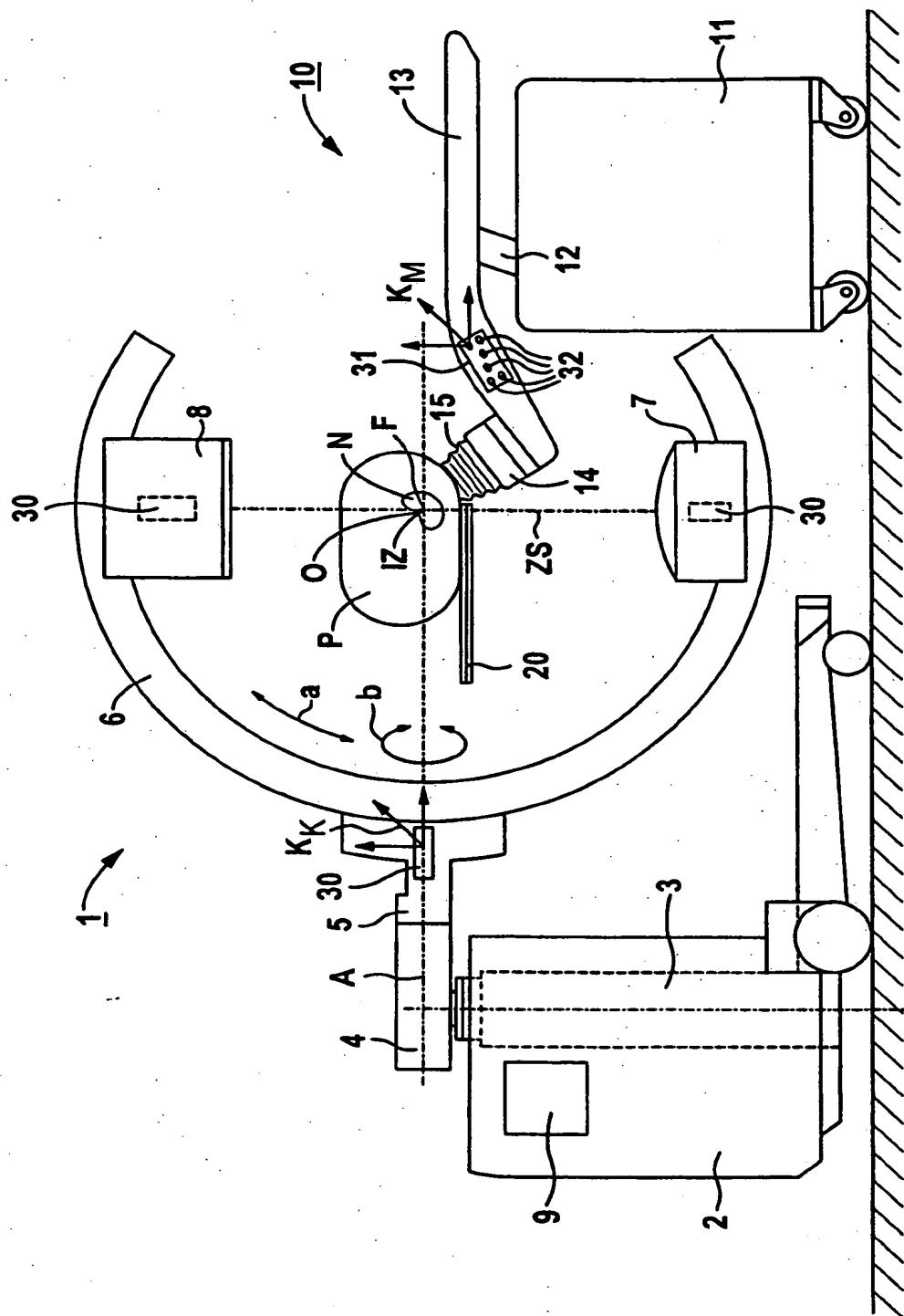
27. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 26, bei dem die Kamera (30) an der Röntgenstrahlenquelle (7) oder an dem Röntgenstrahlenempfänger (8) angeordnet ist.

28. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 26, bei dem das Röntgengerät ein C-Bogen-Röntgengerät (1) ist, welches ein Lagerteil (5) für den C-Bogen (6) aufweist, wobei die Kamera (30) an dem Lagerteil (5) angeordnet ist.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---



1  
FIG

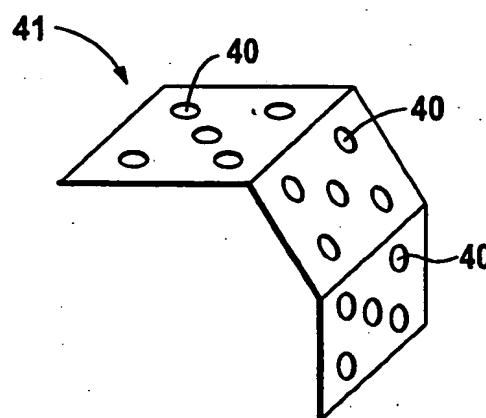


FIG 2

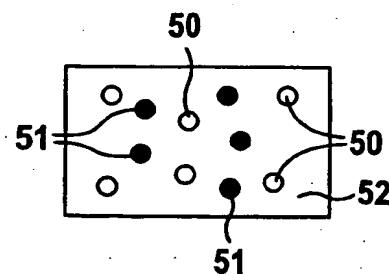


FIG 3

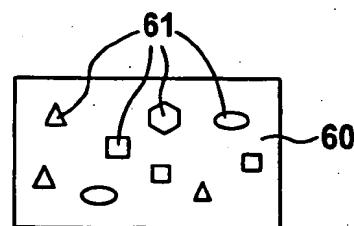


FIG 4

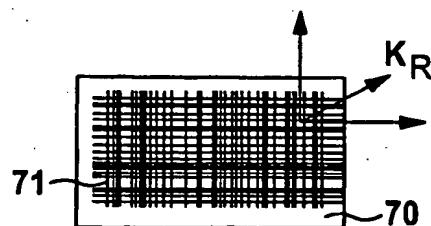


FIG 5